

⑨ 日本国特許庁 (JP)
⑩ 公表特許公報 (A)

⑪ 特許出願公表
昭57—500592

⑫ Int. Cl.³
A 61 B 17/36

識別記号

庁内整理番号
7058—4C

⑬ 公表 昭和57年(1982)4月8日

部門(区分) 1(2)
審査請求 未請求

(全 7 頁)

⑭ 多極電気的手術装置

⑮ 特 願 昭56—501899
⑯ 出 願 昭55(1980)10月28日
⑰ 翻訳文提出日 昭57(1982)1月13日
⑱ 国際出願 PCT/US80/01443
⑲ 国際公開番号 WO 81/03271
⑳ 国際公開日 昭56(1981)11月26日
㉑ 優先権主張 ⑳1980年5月13日㉒米国(US)
㉓ 145576
㉔ 発 明 者 オース・デービッド・シー
アメリカ合衆国ワシントン州98005ベル
ビュー・ワン・ハンドレッド・アンド・

トウエンティサード・アベニュー・サウス・イースト2220
⑮ 発 明 者 オビー・エリック・エイ
アメリカ合衆国ワシントン州98103シアトル・アシユワース・アベニュー・ノース3914
⑯ 出 願 人 アメリカン・ホスピタル・サプライ・コーポレーション
アメリカ合衆国イリノイ州60201エバンストン・アメリカン・プラザ1
⑰ 代 理 人 弁理士 湯浅泰三 外2名
⑱ 指 定 国 DE, JP

16

請求の範囲

1. 周面、近接端部から末端部にまで延びている長さ方向軸線および近接端部から末端部における排出口孔にまで延び組織をきれいにする流体が通過できるようにする流体通路を有する多極プローブ本体と、プローブ本体に装着された電気的に絶縁されている複数の導体とを備えてなり、導体にはプローブ本体の周面上に電極が形成され、1つの導体の電極が別の導体の電極間に介在せしめられ、異なる導体の電極が排出口孔付近で末端部上と周側面上とに間隔をあけた対にして延びプローブ本体が使用される時治療される組織に相対的に有効に多極配向にして組織を少くとも双極治療できるように寸法と分布とにしていることを特徴とする組織の治療に使用される電気的手術装置。
2. プローブ本体上の導体には末端部と周側面上とに延びている少くとも6個の複数の電極が形成されている請求の範囲第1項の電気的手術装置。
3. 導体がそれぞれプローブ本体の周面上に長さ方向軸線に対しほぼ平行に配設された少くとも8つの電気的に接続された長さ方向電極で形成され、異なる導体に接続された電極がそれぞれ順次に円周方向に互いに間隔をあけられプローブ本体の周面に組織に少くとも双極接触する能力を生じるようにしてある請求の範囲第2項の電気的手術装置。
4. プローブ本体が堅固な絶縁材で形成されている請求

17

の範囲第3項の電気的手術装置。

5. 流体通路には電気的に絶縁された導体の一方のものの電極に電気的に接続されている導電性ライニングが設けてある請求の範囲第1項、第2項、第3項または第4項の電気的手術装置。
6. プローブ本体が導電性流体通路の末端部に相等するほぼ中心の開口を設けたほぼ鈍角形状の末端部を有し、導電性ライニングに接続された電極がプローブ本体の鈍角形状の末端部上に延び導電性ライニングに末端部で接続し、別の導体に接続された電極が末端部上に延び導電性ライニングに接続された電極から間隔をあけた関係にして終りプローブ本体の末端部において多極接触能力を生じるようにしてある請求の範囲第5項の電気的手術装置。
7. 電極が長さ方向軸線を中心として約80°程度のほぼ等角度の間隔にして分布されている請求の範囲第6項の電気的手術装置。
8. 多極プローブ本体に位置決めされた電極の数が対応する多相エネルギー源による電極の多相対勢に比例して選択される請求の範囲第1項の電気的手術装置。
9. プローブ本体が周面と内視鏡通路をその近接端部から末端部までプローブ本体が通過できるようにする寸法にした断面とを有している特許請求の範囲第1項、第2項、第3項、第4項または第5項の電気的手術装置。
10. 流体通路に電気的に絶縁された導体の1つの電極に

電気的に接続された導電性ライニングが設けてある請求の範囲第9項に記載の内視鏡の通路を通し使用される電気的手術装置。

11. プローブ本体が導電性流体通路の末端部に対応するほぼ中心の開口が設けてあるほぼ鈍角にわん曲した末端部を有し、導電性ライニングに接続された電極がプローブ本体のわん曲形状の末端部に延び導電性ライニングにその末端部で接続し、別の導体に接続された電極が末端部に延び導電性ライニングに接続された電極から間隔をかけた関係にして終りプローブ本体の末端部に多極接触能力を生じるようにしてある請求の範囲第10項の電気的手術装置。

12. 1つの導体に接続された電極の第1の群がプローブ本体の周面上に約120°程度の間隔を間においてほぼ等しい角度間隔にして分布され、別の導体に接続された電極が周面上に第1のグループの電極間にそれぞれ位置決めされている請求の範囲第9項の電気的手術装置。

13. プローブ本体が近接端部から末端部にまで内視鏡通路を通り通過できる寸法にした断面とプローブ本体が内視鏡通路を通過せしめられる時内視鏡通路とほぼ平行である長さ方向軸線とを有し、絶縁性プローブ本体には1対の電気的導体が設けてあり、該導体がそれぞれほぼ同じ寸法でプローブ本体の外周面に融着した均一に分布されている微細のストリップ形状にした電極で形成され、異なる導体に接続された電極がそれぞれ絶縁性プローブ

延びこれら電極から間隔をかけた関係にして終りプローブ本体の末端部に延び電極の対を形成している請求の範囲第16項の電気的手術装置。

14. プローブ本体には更にまた末端部に半径方向に凹んだ環状肩部と該肩部のまわりに配置されプローブ本体上の他の電極に電気的に接続されたリング電極とが設けてある請求の範囲第1項の電気的手術装置。

20. 凹んだ凹所には更にまたワイヤ接続部を収容する寸法にした半径方向に凹んでいるノッチが設けてある請求の範囲第19項の電気的手術装置。

21. プローブ本体が周面と近接端部から末端部にまで延びている長さ方向軸線とを有する絶縁性プローブ本体から成り、プローブ本体にその内側に位置決めされプローブ本体の近接箇所からその内側を通り末端部にまで延びている導電性物質が設けてあり、該末端部で導電性物質が導体の1つに接続されている特許請求の範囲第1項の電気的手術装置。

22. プローブ本体が内視鏡の通路を通過する寸法にしてある請求の範囲第21に記載した如く組織の治療に使用する電気的手術装置。

23. 導電性物質が中空状導電管の形式である請求の範囲第22項の電気的手術装置。

24. プローブ本体が周面とプローブ本体の近接端部から末端部にまで延びている長さ方向軸線とを有する絶縁性プローブ本体から成り、導体にはそれぞれプローブ本体の

本体の周面上で互いに間隔をあけ附つていて、周次の電極の対の数が治療されている組織に相対的な多極プローブ本体の配向とはほぼ無関係に内視鏡通路の末端部から組織を有効に電気外科学的に治療を行うよう組織に少くとも双極接触できる多極プローブ本体を形成するよう選択されている請求の範囲第1項の電気的手術装置。

14. 各導体が長さ方向軸線と平行に並んでいる少くとも8つの電極で形成されている請求の範囲第18項の電気的手術装置。

15. 絶縁性プローブ本体が末端部においてなめらかにわん曲し、電極が末端部に延び末端部においてプローブ本体の長さ方向軸線のまわりに組織に双極接触する能力を生じるようにしてある請求の範囲第14項の電気的手術装置。

15. プローブ本体の孔にその全長にわたり導電性ライニングと1つの導体の電極に接続された導電性ライニングの末端部とが設けてある請求の範囲第18項の電気的手術装置。

17. 各導体が周面に位置決めされ長さ方向軸線のまわりに延びている円形バンドの形状の電極で形成されている請求の範囲第18項の電気的手術装置。

18. プローブ本体がなめらかにわん曲した鈍角形状の末端部を有し、導電性ライニングの末端部がプローブ本体の末端部の中心に位置決めされ、他の電極がプローブ本体の末端部上で導電性ライニングに接続された電極間に

周面上に間隔をかけた複数の微細ストリップが形成され、異なる導体の電極がプローブ本体の周面上に互いに固定関係にしてそれぞれはさまれていて、異なる導体の電極が更にまたそれぞれ末端部と周周面上とに長さ方向軸線とほぼ平行にして延びるよう寸法と分布とにしてあり、プローブ本体が使用される時治療される組織に相対的にプローブ本体を有効に全方向配向にして組織を少くとも双極治療できるようにするに十分な数の電極の対が使用される請求の範囲第1項の電気的手術装置。

25. プローブ本体にその内側に位置決めされプローブ本体の近接箇所から末端部にまで延びている導電性物質が設けてあり、導電性物質が末端部において導体の1つを形成する電極に電気的に接続されている請求の範囲第24項の電気的手術装置。

26. 導体の他方のものを形成する電極がプローブ本体の末端部上を延び導電性物質の末端部から間隔をかけた関係にして終りプローブ本体の末端部に延び電極の対を形成している請求の範囲第25項の電気的手術装置。

27. 導電性物質が中空状導電管の形状である請求の範囲第25項または第26項の電気的手術装置。

明 細 書

多極電気的手術装置

発明の分野

本発明は一般的に電気的手術装置に係り、更に詳細に
いえば、組織を凝固させるため内視鏡を使用しての精密
外科または神経外科が眼科外科に使用する多極電気の手
術装置に係るものである。

発明の背景

出血中の傷を焼灼するため熱を使用することは昔から
行われている。今世紀においては、人体の一部を通り
流れる無線周波数(RF)電流が止血のために広く使用
されている。組織の凝固はRFエネルギーの固有抵抗に
より生じる。血液の凝固において、血液中のたん白質は
それが赤の白血を凝固する過程に似て凝固する温度にま
で加熱される。RFはさもないと神経筋の刺激を生じる
周波数以上であるので好ましい。単極または双極凝固の
如き組織のいくつかのRF焼灼モードが使用される。

単極凝固においては1mm程度の如き小さいサイズの電
極が出血箇所に着てがわれ、身体を通して腹部の如き
身体の大い皮膚部分に電気的に接触している末端電極
にまで電流が完成される。単極モードを使用できる1つ
の技術は絶縁電極から組織までの火花すなわち電弧を使
用する放電装置を含む。双極凝固においては、2個の絶
縁電極がミリメートル程度の接近した間隔をあけられ従っ
て、電流は組織の1局部箇所に限定される。

は容易でない。これら両者は特定の1箇所に多く存在し
ていてそれぞれ凝固せしめられるには1mm以下程度の非
常に小さいものである。

従って、内視鏡にはまた洗浄通路が設けられ液体また
は気体の如き流体がこの洗浄通路を通して供給され廃物
を流し去り治療される組織部分を視覚により詳細に調べ
られるようにする。前記した内視鏡レーザー式治療記事
では、組織をはつきりさせるためレーザーファイバーと
同軸の流体流が使用される。双極型の公知の電気的手術
装置では、1対の導体がカテーテルの端に埋め込まれこ
のカテーテルの中心孔が治療される組織部分に気体また
は液体を供給するため使用される。導体はカテーテルの
末端部から互いに間隔をあけた環の形で突出する。

組織の1部分が治療される場合、小さい血管はそれ
ぞれ熱で治療される。このことは組織を流体で洗って清
浄にし次いで熱をかけ、再びこの部分を精確にしすべての
出血部分が凝固されるまでこの手順を繰り返すことを
意味する。そのような治療において、凝固装置が組織部
分にはりつくといつた好ましくない副作用を制限するよう
正確な方法で容易に繰り返す必要がある。レーザ
ー技術は物理的接触を必要としないで従ってはりつき問
題を回避するが、異なる組織状態がレーザーエネルギー
の吸収を許容する可変の方法により組織の治療中に正確
に制御することは容易でない。単極電気的手術装置は治
療を行うつもりでない組織を傷つけ勝ちで標的部分に過

剰の止血技術はグウィッド・シー・オース氏等が考案
し1978年に発行した「胃腸病学」第74巻第2号第
282~289頁に掲載された「ザ・ヒーター・プロー
ブ：多量の胃腸出血を止血する新たな内視鏡方法」とい
う装置の記事に記載されている如き固有抵抗加熱された
プローブの如き熱エネルギーの供給を含む。グウィッド・
シー・オース氏等が考案し前記した胃腸病学刊行物の第
282~289頁に掲載されている内視鏡レーザー治療
という装置の記事に記載されている如きレーザーエネル
ギーが提案されている。

これら種々の凝固技術の比較がグウィッド・シー・オ
ース氏等が考案した「急性ノンヴァリシール(Nonvaric
oseal)上部胃腸出血の非外科管理」第862~868頁
に記載されテイ・エフ・スミット氏が編集しブルン
・ランド・ストラット・インコーポレイテッドが1979
年に発行した「止血薬および血栓症」第4巻第849頁
に掲載されている。従って、たん白質が50~100℃
の温度で凝固することはよく知られている。

身体の胃部における出血治療の場合における如く出血
血管の凝固は長い内視鏡を使用する必要がある、この内
視鏡の末端部から先づ出血箇所を確認しないで内視鏡に
設けた通路を通した腔で治療する必要がある。検査さ
れている組織の壁が動いていることがしばしばあり、粒
子の形態の腐物が存在することがありまた血液の流れ自
体が出血源を不明確にし勝ちであるので出血箇所の発見

度に影響を及ぼすといつた如く組織自体を傷つけたりす
る。従って、電流が電極間の小さい面積に閉じ込められ
るので安全性を高めるものとして双極電気的手術による
組織治療法が使用され提案された。いくつかの双極型装
置が提案された。たとえば、1975年にキダーに許
可された当初の米国特許第164180号を初めとして、
導体が埋め込まれているゴム製プローブ本体に1対の導
体がらせん状に巻かれている双極電気的手術装置が提案
されている。導体はプローブ本体の半球状にした末端部
で成端されて示してある。アール・エフ・ソップラ氏
等に許可された米国特許第1866756号には加熱さ
れたナイフが記載されヒーターナイフに接触するよう絶
縁体のまわりにねじつた1対の半円形断面の導体棒を使
用している。1984年にキャンブル氏が米国特許第
1988668号に双極外科装置を提案し、この特許
では、1対の導体が共通の絶縁体のまわりにねじられ組
織部分に側方から正面で当てがわれて使用しような方法
で保持体本体から突出して示してある。

小宮氏に許可された米国特許第4011872号では
たとえば、第5図、第9図および第11図に示した如く
1つの導体が高周波エネルギー源に接続され8個また4
個の電極で形成されている電気的手術装置を提案してい
る。電極は異なる大きさの組織部分を収容するすなわち
把持するため電極間隔を可変として末端部から個々に延
びている。モリソン氏に許可された米国特許第8,987,795

号には、電気外科学の単極モードと双極モードとの中間のモードで作用する電気的手術装置が記載されている。このように作用させるにはセラミックスまたはガラスで作った加し1つの本体に能動電極と表面積が能動電極の幾何積よりも可成り大きい帯電電極を装着することにより達成される。図面にはプローブの種々の形状が示してある。

これら従来技術の電気的手術装置は有用であるがいくつかの理由で満足に作用しないことが度々ある。尤例えば、前にも述べたように、高周波焼灼電流が供給されるプローブ本体は治療中の組織の部分における小さい血管開口にプローブの配向とは無関係にして繰り返して正確に衝突するよりできることが重要である。これにはプローブが内視鏡の近接端部で手動で操作される際に、プローブ本体が組織部分に正面からか、斜めにか傾斜から当てがわれるかにより血管またはその他の組織の標的部分を凝固させるよう適宜に電気的接触を行うようにする必要がある。

前記した従来技術に示した加し電極の形状を使用すると従って組織の標的部分を治療すなわち出血している組織部分を凝固するのにプローブを当てがう回数が多いのでしばしば不満足である。

発明の概要

本発明による電気的手術装置では、複数の電極が分布されている多極プローブ本体で一層一定して正確に組織

の治療が行われる。1つの具体例について説明すると、プローブ本体は内視鏡の通路をその近接端部から通せるような大きさにしてある。プローブ本体には複数の電極で形成された導体が設けてある。異なる導体の電極は選択的に寸法が定められプローブ本体の末端部と周囲の間とに間隔をあけた対にして均一に分布されプローブ本体が内視鏡の末端部から作用的に突出せしめられると組織を全方向多極治療できるよう所定の最少数の間隔をあけた対にしてある。本発明に使用した「多極」という用語は少くとも双極接触し組織の標的に相対的に電気的手術装置の広範囲の配向にむたり組織の小さい標的を正確に治療するためプローブ本体上に互いに一定した関係にして配置された複数の電極を電気的手術に使用することを意味する。

本発明の電気的手術装置の1つの型式について説明すると、プローブ本体にはその近接端部から末端部まで延びる中心孔が設けてあり、プローブ本体は治療される組織部分をはつきりするに十分な流体が通れるような大きさにしてある。プローブ本体の中心孔には導体の一部として導電性ライニングが設けてあり、この導体に沿いプローブ本体の末端部で収束しそれに接続されている導電性ライニングにまでR.F.電流が供給される。

本発明の電気的手術装置では、組織の出血している部分には広範囲の配向にむたり接近できしかも従来よりも一層有効にしかもプローブを当てがう回数を少くして治

療できる。損傷深度を制限し凝固領域を一層予見できて一層均一に凝固が行われる。治療される組織と機械的に軽く接触できる。

異なる導体の複数の対の電極を使用するとプローブ本体が組織に当てがわれる時少くとも双極または多双極で組織に接触するようにすると共にプローブ本体は内視鏡の末端部から個々の血管を個々に凝固するのに十分な小型である。本発明による特に有効なプローブ本体は内視鏡に通すことのできるプローブ本体の断面のまわりに6個の双極凝固装置に相当するものを構成する少くとも6個の電極を使用する。そのような電気的手術装置を使用すると、胃の出血領域の如き組織を有効に治療するのにプローブ本体の配向と無関係に双極、8極またはそれ以上の極で組織に接触できる。

従つて、本発明の1つの目的は、組織の小さい標的の電気的外科治療にあたり正確に標的に信頼して当てがうことのできる電気的手術装置を提供することである。

本発明の他の1つの目的は、出血血管を凝固するため内視鏡の末端部から信頼でき、一定の方法で内視鏡を通すことのできる電気的手術装置を提供することである。本発明の他の1つの目的は、内視鏡を利用して胃腸の出血領域を効率良く有効に治療できる全方向に有効な電気的手術装置を提供することである。

本発明の前記した目的とその他の目的とは添付図面を参照して本発明のいくつかの電気的手術装置を以下に説

明することにより理解できよう。

図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る電気的手術装置が併用される内視鏡器械の斜視図、第2図は本発明に係る電気的手術装置の拡大斜視図、第3図は本発明に係る電気的手術装置の長さ方向軸線に沿う中心断面図、第4図は接続ワイヤと接続カテーテルとを省略して示す第2図の電気的手術装置の側面図、第5図は第2図の電気的手術装置の先端面図、第6図は電気的手術装置の先端面図と該装置用の変形例の電気的接続部を示す電気的接続図とで、第7図は本発明に係る変形例の電気的手術装置の部分断面側面図である。

第1図ないし第4図を参照すると、従来技術の内視鏡10が示してある。内視鏡10は長い可撓性のシャフト12を有しているが、本発明は異なる固定のシャフトを有する内視鏡に使用することもできる。内視鏡10は末端部に可撓性シャフト12の末端部20の丸みを制御するため制御ヘッド14と、観察器16とジョイスティック(joystick)18とが設けてある。可撓性シャフト12は可撓性の光学ファイバーによりながめられるようにするいくつかの通路と、気体または水の如き清浄流体の供給量を運ぶ通路と鉗子、ブラシまたはナイフの如き外科手術を行う特殊な装置が通過できる通路とを有している。

第1図に示した内視鏡10にはシャフト12の末端部

20から組織が溶解できるようにする弾丸形の電気的手術装置22が設けられている。電気的手術装置22は長いカテーテル24の末端部にプレスはめして接続され、このカテーテルは媒体容器26を介して内視鏡10の近接端部に設けた加圧流体導管28に接続するよう内視鏡の1つの通路を通してある。電気的手術装置22に接続された絶縁電線80、82がカテーテル24の内腔84と導管26とを通され、導管28に接続している。既存の電気的手術用電極を使用でき、またもし必要ならば導管80、82間の抵抗器の如き簡単なインピーダンス整合回路網を使用できる。ある場合には、安全のため絶縁用変成器が介在される。

電気的手術装置22は内視鏡の近接端部から末端部までを通る大きさにした電気絶縁性のプローブ本体40で形成されている。第2図、第8図および第4図に示した如くプローブ本体40は非常に拡大してあるが、たとえば、1つの実用寸法では最大断面寸法が2.4mm(約0.095インチ)程度である。プローブ本体40はその末端部がほぼ半球状になめらかに鈍角で丸み曲しているほぼ円筒形状を有している。

プローブ本体40は外周面44を有していてこの外周面には1対の導体46、48が配置されそれぞれ電線80、82に電気的に接続されている。導体46、48は各々8つの微細な長さ方向ストリップ電極46.1、46.2、46.8と48.1、48.2、48.8とで形成され

ている。これら電極は周面44上をプローブ本体40の長さ方向軸線50とほぼ平行に並べられ60°の角度的間隔にして角度的に均一に分布されている。異なる導体46、48の電極はそれぞれ距離Sをあけて順次に互いに間隔をあけてある。距離Sはプローブ40の内筒形部分における電極の間隔Wとほぼ同じであり、この円筒形では電極も互いにほぼ同じ寸法である。2.4mm直径のプローブ40に対しては、距離Sと間隔Wとは約0.6mm程度で良い。

導体46の電極46.1、46.2、46.8はプローブ本体40末端部56の半径方向に凹んだ肩部54に位置決めされた導電性リング52に電気的に接続されている。電極48.1、48.2、48.8は末端部42においてプローブ本体40の中心の貫通孔59に位置決めされた導電性ライニング58に電気的に接続されている。ライニング58は近接端部56から内腔84にまで延び中心の浅い通路57を有している。

微細な電極は末端部42において順次に狭まる幅を有していて順次に間隔をあけた電極間には一定の間隔をあけると共にファイバーと単極または双極接触するため長さ方向軸線50のまわりに複数の均一に分布した反対極性の電極の対すなわち極を形成する。末端部42のまわりとプローブ本体40の周面44の周とに一定関係にして間隔をあけて少くとも6個の電極の極すなわち極を有すると、組織に相対的なプローブ本体40の配向に

ほとんど関係なく少くとも双極もしくはしばしばそれより多い極で組織と接触すると共に組織の小さい領域を適当に加熱する。

電極46.1、46.2、46.8間の電気的接触は第4図に示した如くそれぞれ半径方向の導電性筒形部分60.1、60.2、60.8を有する導体リング52により行われる。電線80は肩部54の半径方向ノッチ62においてリング52に接続され、ノッチ62は絶縁電線80の導体64を収容する寸法にしてある。ノッチ62はリング52と電気的に接触し導体64に半田付けされた導電性被覆66を有している。

電極48.1、48.2、48.8と電線82との間は近接端部56において電気的に接続され、この近接端部では電線82の導体68が導電性の管58のまわりに巻きつけられそれに半田付けされている。管58は電極48.1、48.2、48.8に半田付けにより接続できる。

本発明の電気的手術装置を製造する現在の1つの技術においては、プローブ本体40は商品名「MACOR」の下に販売されている如き機械加工可能なセラミック基体で形成される。セラミックは所望の形状に、すなわち、半球状の末端部42と、中心孔59と、凹んだ肩部54とノッチ62とを有する形状に切断される。次いで、導電性金属化合物が顔料を使用してか厚いフィルム印刷スクリーンに相対的にプローブ本体を移動させることにより切断されたセラミック基体に塗布される。

金属化合物は熱をかけると(火入れ)セラミック基体と丈夫な融解接合部を形成する物質で形成することが好ましい。この目的に使用される化合物は半導体および電子製造技術において良く知られている。金属化合物はまた孔59内に延ばされたいで管58を孔内に差し込んで火入れすると管58と電極48.1、48.2、48.8との間が自動的に電気的に接続されるようにすることが好ましい。導体電極46、48の厚味は0.025mm(0.001インチ)程度のきわめて薄いものである。

本発明による電気的手術装置22では組織に相対的にプローブ本体を種々の配向にしプローブ本体を回転させる必要もなく電気刺激を行える。このことは装置がプローブ本体を端部でか、斜めにか側部で当てがうと少くとも双極接触するようになるよう内視鏡を通して使用する場合に特に有利である。

本発明による電気的手術装置22では、プローブ本体の周囲の電界はプローブ本体が接触する組織の表面に接近して均一に加熱するよう選択できる。たとえば、電気的手術装置22に関する前記の説明において、図5に示した電極間72はほぼ第5図に示した如きもので良い。電極間72の半径方向長さは電極間の距離Sの大きさの1個数である。従つて、電極間72を減少するため電極間の半径方向長さを短くすることが望ましいある用途に対しては、微細電極間の距離を短くすることができる。組織

の治療深度を更に深くする必要がある場合には、電極間の距離 S を増大できる。従つて、電極の数と電極間の距離は治療される特定の生理学的組織の如何により選択できる。

第6図には電極が多相 RF 源78により付勢された状態で示してある。 RF 源78はY相接続接続部において電極46.1、46.2、46.3に接続され導線78が電極48.1、48.2、48.3に接続されている8相線である。多相 RF 源78を使用すると、48.1、48.2の如き電極間の電圧は電極46.1、48.1間の電圧より高く、従つて、更に深い凝固を行うため一層強い電界を形成する。プローブ本体40を RF 源78に接続するには第2図ないし第5図の具体例における3本の電線の代りに4本の電線を使用する。

第7図には前記したと同じ形状のプローブ本体40を使用するが電極が円周方向に連続したバンド82.1ないし82.8に分布されている電気外科装置80が示してある。この配置は解剖組織管の内腔の組織治療用である。電極82.1ないし82.8は長さ方向軸線50を横切る平面に配向されている。

電極80、82と電極82との間は装置80の長さ方向軸線50に平行に穿孔した孔内に位置決めされた1対の導体84、86により電気的に接続されている。導電性のライニング管58を収容する中心孔59が設けてある。導体84、86と電極82との間は第7図に示した

如く所望の電極と導体84、86とに交差するよう位置決めされた導電的に内張りしたか充填した孔88により電気的に接続されている。

導体84は電極80が半田付けされているリング電極52に同様に接続されている。導体86は電極82の導体と共に導電性管58に接続されている。電気的手術装置80は第2図に示した装置と同様に製造される。

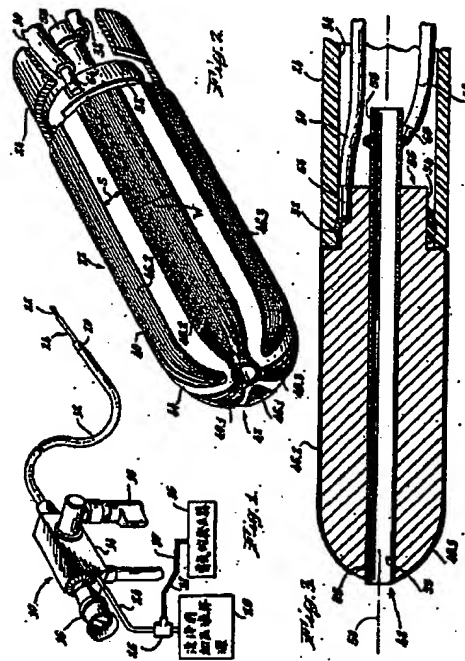
以上、本発明の電気的手術装置について説明したが、この装置の利点は理解できることと思う。管58を貫通して延びている中心の洗浄通路は電気的手術装置の前方の組織部分を正確にきれいにするのに特に有用である。従つて、通路すなわち管58は液体または気体の所望の流れを収容するのに十分広く作られる。流体は図示した如くカテーテル24の内腔84内を電極80、82間で通過せしめられることができ、またはもしスペースの余裕があれば、内腔84内にはまり管58の末端部のまわりにはまる別個の管路を使用することもできる。プローブ本体40の孔58用の導電性ライニング58はある用途では省略できる。その場合には、電極48.1、48.2、48.3との電気的接触は電極80、82が接続されている割リ導体リング52により行うことができる。

微細電極を電気的手術装置に第2図ないし第5図に示した幾何学的配置と分布とにすると、双極線形組織治療が行え、特に標的部分を治療する能力を失うことなく組織の標的部分に側方、正面または斜めのいづれでもラン

ダムに接触できる能力が得られるという利点がある。中心の洗浄通路を組み入れることにより電気的手術装置の効用を向上する。

本発明の範囲を逸脱することなく前記した具体例を当業者が変形できる。

特許 (内容に変更なし)



THIS PAGE RI ANK (USPTO)